

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

---

In re Patent Application of:  
Osamu SHIRASAKI et al.

Application No.: Not Yet Assigned

Group Art Unit: Not Yet Assigned

Filed: December 3, 2003

Examiner: Not Yet Assigned

For: BLOOD PRESSURE MEASURING  
APPARATUS

---

**CLAIM FOR PRIORITY AND SUBMISSION OF DOCUMENT**

U.S. Patent and Trademark Office  
2011 South Clark Place  
Customer Window, Lobby  
Crystal Plaza Two, Room 1B03  
Mail Stop Missing Parts  
Arlington, VA 22202

Sir:

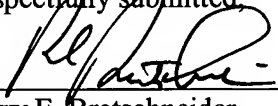
Applicants hereby claim priority under 35 U.S.C. 119 based on the following prior foreign application filed in the following foreign country on the date indicated:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Date</u>
Japan	2002-351136	December 3, 2002

In support of this claim, a certified copy of the said original foreign application is filed herewith.

Dated: December 3, 2003

Respectfully submitted,

By   
Barry E. Bretschneider  
Registration No.: 28,055

MORRISON & FOERSTER LLP  
1650 Tysons Blvd, Suite 300  
McLean, Virginia 22102  
(703) 760-7700  
Attorneys for Applicant

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 2 年 1 2 月    3 日  
Date of Application:

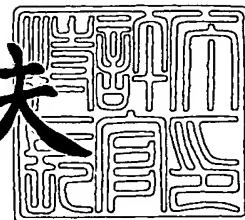
出 願 番 号            特 願 2 0 0 2 - 3 5 1 1 3 6  
Application Number:  
[ST. 10/C]:            [ J P 2 0 0 2 - 3 5 1 1 3 6 ]

出      願      人            オムロンヘルスケア株式会社  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 1 月 1 8 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 1021874

【提出日】 平成14年12月 3日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/022

【発明者】

【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 株式会社オムロン  
ライフサイエンス研究所内

【氏名】 白崎 修

【発明者】

【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 株式会社オムロン  
ライフサイエンス研究所内

【氏名】 久保 大

【特許出願人】

【識別番号】 000002945

【氏名又は名称】 オムロン株式会社

【代理人】

【識別番号】 100064746

【弁理士】

【氏名又は名称】 深見 久郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100085132

【弁理士】

【氏名又は名称】 森田 俊雄

【選任した代理人】

【識別番号】 100083703

【弁理士】

【氏名又は名称】 仲村 義平

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100096781

## 【弁理士】

【氏名又は名称】 堀井 豊

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100098316

## 【弁理士】

【氏名又は名称】 野田 久登

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100109162

## 【弁理士】

【氏名又は名称】 酒井 將行

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008693

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0209959

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 血圧測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の血管を圧迫する圧迫手段と、

前記圧迫手段による前記血管に対する圧迫圧値を検出する圧迫圧検出手段と、

1 心拍周期において前記圧迫手段により圧迫された前記血管内の圧力の変化と相似に変化する相似波形を検出する相似波形検出手段と、

前記相似波形検出手段により検出された前記相似波形のスケールを決定し、決定された前記相似波形のスケールを前記血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させることにより血圧を算出する血圧算出手段とを備えて、

前記血圧算出手段は、

前記相似波形の前記 1 心拍周期にわたるレベルを検出するレベル検出手段と、

前記レベル検出手段により検出された最大レベルおよび最小レベル間の 2 時点のレベルの差分と前記 2 時点それぞれに対応して前記圧迫圧検出手段により検出された前記圧迫圧値の差分との比で示される相似比に基づいて、前記相似波形のスケールを決定し、決定された前記相似波形のスケールを前記血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させる手段とを有する、血圧測定装置。

【請求項 2】 前記 2 時点それぞれは、前記圧迫手段による前記血管に対する異なる 2 つの前記圧迫圧値により前記血管が閉塞を開始した時点それぞれに対応することを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【請求項 3】 前記相似波形は、前記圧迫手段により圧迫されて生じる前記血管の容積変化の脈動成分に由来する脈波の波形であることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の血圧測定装置。

【請求項 4】 前記血圧算出手段は、

前記レベル検出手段により検出された前記最大レベルと前記レベル検出手段により検出された前記 2 時点のレベルのうちの一方レベルとの差分、前記一方レベルの時点に対応して前記圧迫圧検出手段により検出された前記圧迫圧値、および前記相似比に基づいて、前記最大レベルに対応の前記圧迫圧値を収縮期血圧として算出する収縮期血圧算出手段を有する、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載



の血圧測定装置。

【請求項 5】 前記血圧算出手段は、

前記レベル検出手段により検出された前記最小レベルと前記レベル検出手段により検出された前記 2 時点のレベルのうちの一方レベルとの差分、前記一方レベルの時点に対応して前記圧迫圧検出手段により検出された前記圧迫圧値、および前記相似比に基づいて、前記最小レベルに対応の前記圧迫圧値を拡張期血圧として算出する拡張期血圧算出手段を有する、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 6】 生体の血管を圧迫する圧迫手段と、

1 心拍周期において前記圧迫手段により圧迫された前記血管内の圧力の変化と相似に変化する相似波形を検出する相似波形検出手段と、

前記相似波形検出手段により検出された前記相似波形のスケールを決定し、決定された前記相似波形のスケールを前記血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させることにより血圧を算出する血圧算出手段とを備え、

前記相似波形検出手段は、前記相似波形として前記圧迫手段により圧迫されて生じる前記血管の容積変化の脈動成分に由来する脈波の波形を検出する脈波検出手段を有し、

前記血圧算出手段は、

前記圧迫手段による前記血管を閉塞させない第 1 圧迫圧、ならびに閉塞させる第 2 圧迫圧および第 3 圧迫圧のもとで前記脈波検出手段により検出された第 1、第 2 および第 3 脈波の波形のレベルを前記 1 心拍周期にわたり記憶する記憶手段と、

前記第 2 および第 3 脈波の波形と時相的に一致させた前記第 1 脈波の波形の、前記第 2 および第 3 脈波の波形それぞれの前記閉塞の開始時点に対応の第 2 および第 3 レベルを前記記憶手段に記憶された内容において特定するレベル特定手段と、

前記レベル特定手段により特定された前記第 2 レベルと前記第 3 レベルとの差分と、前記第 2 圧迫圧と前記第 3 圧迫圧との差分との比で示される相似比に基づいて、前記相似波形のスケールを決定し、決定された前記相似波形のスケールを



前記血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させる処理手段とを有する、  
、血圧測定装置。

【請求項 7】 前記処理手段は、

前記第 1 脈波の波形の前記記憶手段に記憶された最大レベルと前記第 2 レベルとの差分に応じた前記第 1 脈波の波形の変化量である第 2 変化量を、前記第 2 レベルと前記第 3 レベルとの差分に応じた前記第 1 脈波の波形の変化量である第 1 変化量で除して得られた値と、前記第 2 圧迫圧と前記第 3 圧迫圧との差分との積に、前記第 2 圧迫圧を加算した結果を、収縮期血圧として算出することを特徴とする、請求項 6 に記載の血圧測定装置。

【請求項 8】 前記処理手段は、

前記第 1 脈波の波形の前記記憶手段に記憶された最小レベルと前記第 3 レベルとの差分に応じた前記第 1 脈波の波形の変化量である第 2 変化量を、前記第 2 レベルと前記第 3 レベルとの差分に応じた前記第 1 脈波の波形の変化量である第 1 変化量で除して得られた値と、前記第 2 圧迫圧と前記第 3 圧迫圧との差分との積を、前記第 3 圧迫圧から減算した結果を、拡張期血圧として算出することを特徴とする、請求項 6 または 7 に記載の血圧測定装置。

【請求項 9】 前記第 1、第 2 および第 3 脈波の波形を、それぞれの波形の前記記憶手段に記憶された最大レベルに対応の時点に基づいて時相的に一致させることを特徴とする、請求項 6 から 8 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 10】 前記血圧の測定に並行して血圧測定対象者から心電信号を検出する心電検出手段をさらに備えて、

前記第 1、第 2 および第 3 脈波の波形を、前記心電検出手段により前記 1 心拍周期において検出される前記心電信号における特徴的波形に基づいて時相的に一致させることを特徴とする、請求項 9 に記載の血圧測定装置。

【請求項 11】 前記特徴的波形は R 波のピークを示すことを特徴とする、請求項 10 に記載の血圧測定装置。

【請求項 12】 前記血圧算出手段は、脈圧を算出する脈圧算出手段を有する、請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 13】 前記脈圧算出手段は、前記最大レベルと前記最小レベルと



の差分および前記相似比に基づいて脈圧を算出することを特徴とする、請求項 1 2 に記載の血压測定装置。

【請求項 1 4】 前記血压算出手段は、

前記血管が閉塞を開始した時点を検出する閉塞始点検出手段をさらに有し、

前記閉塞始点検出手段は、

前記 1 心拍周期の終端時点から前記最大レベルに対応の時点までの複数の候補時点のうち、前記相似波形の該候補時点に対応の傾斜レベルと直前の前記候補時点に対応の前記傾斜レベルとの差が最大となる前記該候補時点を、前記閉塞を開始した時点として検出することを特徴とする、請求項 2 から 1 3 のいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【請求項 1 5】 前記相似波形検出手段と前記血压算出手段とを含む第 1 測定部と、

前記圧迫手段により前記血管に対する圧迫を徐々に変化させながらオシロメトリック法に従う血压測定をするための第 2 測定部とを備えて、

前記第 1 および第 2 測定部の一方が選択的に能動化されることを特徴とする、請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は血压測定装置に関し、特に、動脈を圧迫し、その結果得られる動脈容積変化に基づいて血压を測定する血压測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

血压を無侵襲に測定する方法には、外部から圧力が加えられた動脈の容積変化に由来する種々の脈動信号（以下、脈波という）を、圧力を徐々に変化させる過程で捉え、それに基づいて血压値を算出・決定するものがある（オシロメトリック法という）。これの代表的な方法は、血压測定部位に巻かれるカフ（腕帯）と呼ばれる圧迫帯に空気などの流体を注入して測定部位の動脈への圧迫を実現する。そして圧迫圧、すなわちカフ内の圧力（以下、カフ圧という）の脈動として脈





波を検出するものが最も広く普及している（以下、カフオシロメトリック法という）（例えば、特許文献1および2参照）。

#### 【0003】

カフオシロメトリック法では、このように脈波をカフ圧信号から抽出するが、他の脈波検出部（例えば光電センサ）を別途設置し、それによってオシロメトリック法を実現するものもある。また、カフ以外の圧迫機能によって動脈を圧迫してオシロメトリック法を実現するものもある。以下の説明では、これらをまとめてオシロメトリック法と呼ぶ。

#### 【0004】

また、ある時間での血圧を知る方法が特許文献3に開示される。この方法では、カフ圧が拡張期血圧以下の場合の動脈容積信号とカフ圧が拡張期血圧と収縮期血圧との間の場合の動脈容積信号とを得て、得られた両動脈容積信号をスタートタイミングを合わせて比較することで、カフ圧と動脈圧が一致した時点を知ることができる。

#### 【0005】

【特許文献1】 特開平5-31084号公報の明細書と図面。

#### 【0006】

【特許文献2】 特開平6-133938号公報の明細書と図面。

#### 【0007】

【特許文献3】 特表2000-512875公報の第30頁～31頁ならびに図27および図29A～図29C。

#### 【0008】

##### 【発明が解決しようとする課題】

オシロメトリック法では、例えばカフ圧を増大させながら測定を行なう場合、図12に示すようにカフ圧を最高血圧（収縮期血圧）より充分高くまで徐々に上昇させる過程で変化する脈波の振幅変化のパターンを示す包絡線から血圧値（収縮期血圧および拡張期血圧）を推定する。また、図示はしないがカフ圧を減少させながら測定を行なう場合は、一旦収縮期血圧より充分高くまで急速にカフを加圧した後、徐々に最低血圧（拡張期血圧）より低くまで減圧する過程で、同じく

脈波の包絡線から血圧値を推定する。このような推定方法においては、原理上、高い加圧レベルと長い測定時間が必要である。高い加圧レベルは、例えば血圧が高い使用者の場合しばしば圧迫に伴う痛みを起こす。血圧測定中の痛みは単に不快感をもたらすだけでなく、血圧を上昇させる大きな原因であるため、血圧測定の正確性にも影響を及ぼす。また、1回の測定に時間がかかると、単に効率が低だけでなく、前述の痛みを長く継続させることになり正確性を損なう。さらに、例えば測定や運動中測定などでしばしば起こる急激な血圧変動を捉えられない。

#### 【0009】

それゆえに、この発明の目的は、測定時間を短縮できる血圧測定装置を提供することである。

#### 【0010】

この発明の他の目的は、高い圧力をかけずに測定できる血圧測定装置を提供することである。

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

この発明のある局面に従うと、血圧測定装置は生体の血管を圧迫する圧迫手段と、圧迫手段による前記血管に対する圧迫圧値を検出する圧迫圧検出手段と、1心拍周期において圧迫手段により圧迫された血管内の圧力の変化と相似に変化する相似波形を検出する相似波形検出手段と、相似波形検出手段により検出された相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させることにより血圧を算出する血圧算出手段とを備える。

#### 【0012】

血圧算出手段は、相似波形の1心拍周期にわたるレベルを検出するレベル検出手段と、レベル検出手段により検出された最大レベルおよび最小レベル間の2時点のレベルの差分と2時点それぞれに対応して圧迫圧検出手段により検出された圧迫圧値の差分との比で示される相似比に基づいて、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケール

に対応させる手段とを有する。

【0013】

したがって、1心拍周期にわたって検出された血管内の圧力変化と相似に変化する相似波形のスケールを用いて血圧を算出できるから、短期間で血圧測定できる。つまり、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させるための相似比は、2時点のレベルの差分と2時点それぞれに対応して圧迫圧検出手段により検出された圧迫圧値の差分との比で簡単に求めることができる。また2時点のレベルは最大レベルおよび最小レベル間であるから、最大レベルすなわち最高血圧にまで圧迫することなく測定できる。また2時点のレベルと圧迫圧値とを検出するだけで測定できるから、測定時間を短くできる。

【0014】

上述の2時点それぞれは好ましくは、圧迫手段による血管に対する異なる2つの圧迫圧値により血管が閉塞を開始した時点それぞれに対応する。

【0015】

したがって、閉塞を開始した時点は、圧迫圧と血管内の圧力が等しくなる瞬間に相当するから、閉塞を開始した時点の圧迫圧値を用いることにより、精度良く血圧算出できる。

【0016】

上述の相似波形は好ましくは、圧迫手段により圧迫されて生じる血管の容積変化の脈動成分に由来する脈波の波形である。

【0017】

したがって、相似波形として脈波の波形を用いることができる。

上述の血圧算出手段は好ましくは、レベル検出手段により検出された最大レベルとレベル検出手段により検出された2時点のレベルのうちの一方レベルとの差分、一方レベルの時点に対応して圧迫圧検出手段により検出された圧迫圧値、および相似比に基づいて、最大レベルに対応の圧迫圧値を収縮期血圧として算出する収縮期血圧算出手段を有する。

【0018】

したがって、相似波形の最大レベル、2時点レベルの一方レベル、該一方レベルに対応の圧迫値および相似比を用いて収縮期血圧を算出できるから、血管を収縮期血圧付近の高い圧力で圧迫することなく血圧を測定できる。

#### 【0019】

上述の血圧算出手段は好ましくは、レベル検出手段により検出された最小レベルとレベル検出手段により検出された2時点のレベルのうちの一方レベルとの差分、一方レベルの時点に対応して圧迫圧検出手段により検出された圧迫圧値、および相似比に基づいて、最小レベルに対応の圧迫圧値を拡張期血圧として算出する拡張期血圧算出手段を有する。

#### 【0020】

したがって、相似波形の最小レベル、2時点レベルの一方レベル、該一方レベルに対応の圧迫値および相似比を用いて拡張期血圧を算出できる。

#### 【0021】

この発明の他の局面に従うと血圧測定装置は、生体の血管を圧迫する圧迫手段と、1心拍周期において圧迫手段により圧迫された血管内の圧力の変化と相似に変化する相似波形を検出する相似波形検出手段と、相似波形検出手段により検出された相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させることにより血圧を算出する血圧算出手段とを備える。

#### 【0022】

上述の相似波形検出手段は、相似波形として圧迫手段により圧迫されて生じる血管の容積変化の脈動成分に由来する脈波の波形を検出する脈波検出手段を有し、血圧算出手段は、圧迫手段による血管を閉塞させない第1圧迫圧、ならびに閉塞させる第2圧迫圧および第3圧迫圧のもとで脈波検出手段により検出された第1、第2および第3脈波の波形のレベルを1心拍周期にわたり記憶する記憶手段と、第2および第3脈波の波形と時相的に一致させた第1脈波の波形の、第2および第3脈波の波形それぞれの閉塞の開始時点に対応の第2および第3レベルを記憶手段に記憶された内容において特定するレベル特定手段と、レベル特定手段により特定された第2レベルと第3レベルとの差分と、第2圧迫圧と第3圧迫圧

との差分との比で示される相似比に基づいて、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させる処理手段とを有する。

#### 【0023】

したがって、1心拍周期にわたって検出された血管内の圧力変化と相似に変化する相似波形のスケールを用いて血圧を算出できるから、短時間で血圧測定できる。つまり、脈波検出手段により第1、第2および第3脈波を検出して、第1、第2および第3脈波の波形のレベルを1心拍周期にわたり記憶手段に記憶すると、処理手段により相似比に基づいて、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させて、血圧を算出できる。

#### 【0024】

上述の処理手段は好ましくは、第1脈波の波形の記憶手段に記憶された最大レベルと第2レベルとの差分に応じた第1脈波の波形の変化量である第2変化量を、第2レベルと第3レベルとの差分に応じた第1脈波の波形の変化量である第1変化量で除して得られた値と、第2圧迫圧と第3圧迫圧との差分との積に、第2圧迫圧を加算した結果を、収縮期血圧として算出する。

#### 【0025】

上述の処理手段は好ましくは、第1脈波の波形の記憶手段に記憶された最小レベルと第3レベルとの差分に応じた第1脈波の波形の変化量である第2変化量を、第2レベルと第3レベルとの差分に応じた第1脈波の波形の変化量である第1変化量で除して得られた値と、第2圧迫圧と第3圧迫圧との差分との積を、第3圧迫圧から減算した結果を、拡張期血圧として算出する。

#### 【0026】

上述の血圧測定装置では好ましくは第1、第2および第3脈波の波形を、それぞれの波形の記憶手段に記憶された最大レベルに対応の時点に基づいて時相的に一致させる。

#### 【0027】

したがって、時相的な一致は、記憶手段の記憶内容に基づいて行なうことがで

きる。

【0028】

上述の血圧測定装置は好ましくは、血圧の測定に並行して血圧測定対象者から心電信号を検出する心電検出手段をさらに備えて、第1、第2および第3脈波の波形を、心電検出手段により1心拍周期において検出される心電信号における特徴的波形に基づいて時相的に一致させる。

【0029】

したがって、心電信号の心拍に同期した特徴的波形に基づいて精度よく時相的に一致させることができる。

【0030】

上述の特徴的波形は好ましくはR波のピークを示す。したがって、ノイズ成分の少ないR波のピークに基づいて精度よく時相的一致を図ることができる。

【0031】

上述の血圧算出手段は好ましくは、脈圧を算出する脈圧算出手段を有する。したがって、血圧とともに脈圧も測定できる。

【0032】

上述の脈圧算出手段は好ましくは、最大レベルと最小レベルとの差分および相似比に基づいて脈圧を算出する。

【0033】

上述の血圧算出手段は好ましくは、血管が閉塞を開始した時点を検出する閉塞始点検出手段をさらに有し、閉塞始点検出手段は、1心拍周期の終端時点から最大レベルに対応の時点までの複数の候補時点のうち、相似波形の該候補時点に対応の傾斜レベルと直前の候補時点に対応の傾斜レベルとの差が最大となる該候補時点を、閉塞を開始した時点として検出する。

【0034】

したがって、閉塞を開始した時点、相似波形の傾斜レベルを用いて検出できる。

【0035】

上述の血圧測定装置は好ましくは、相似波形検出手段と血圧算出手段とを含む

第 1 測定部と、圧迫手段により血管に対する圧迫を徐々に変化させながらオシロメトリック法に従う血圧測定をするための第 2 測定部とを備えて、第 1 および第 2 測定部の一方が選択的に能動化される。

【0036】

したがって、第 2 測定部を選択的に能動化することにより、従来のオシロメトリック法に従う血圧測定もできる。

【0037】

【発明の実施の形態】

以下、この発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。本実施の形態では、オシロメトリック法の原理として、カフ圧信号に重畳する脈波（カフ圧脈波）を検出しているが、脈波はカフ圧脈波に限定されず、光学的または電気的原理に基づき検出される脈波であってもよい。

【0038】

#### 機器構成

図 1 を参照して、本実施の形態に係る血圧測定装置は、血圧測定部位の腕などに巻かれるカフ 1、カフ 1 にカフ圧を印加する加圧ポンプからなる加圧部 2、カフ 1 のカフ圧を急速に減圧するための弁からなる急速排気部 3、カフ圧を検出するセンサからなるカフ圧検出部 4、血圧測定装置自体を集中的に制御および監視するマイクロプロセッサ（以下、MPU という） 6、カフ圧検出部 4 により検出されたアナログのカフ圧信号を入力して増幅した後にデジタル信号に変換して MPU 6 に出力する増幅回路／AD 変換器 5、左右電極 VL および VR ならびにグランド電極 GD を接続する心電検出部 7、心電検出部 7 により検出されたアナログの心電信信号を入力して増幅した後にデジタル信号に変換して MPU 6 に出力する増幅回路／AD 変換器 8、測定された血圧や心電波形の情報などを出力する出力部 9、および指示や情報を入力するための入力部 10 を備える。

【0039】

カフ 1 には急速排気部 3、加圧部 2、カフ圧検出部 4 がエア系 11 により接続されている。急速排気部 3 および加圧部 2 は MPU 6 によって制御される。MPU 6 は

第2測定部20と第1測定部21による血圧測定機能、血圧測定に並行して心電計測を行なうための心電計測部63、および種々信号処理に必要なデータを記憶するメモリ64を有する。第2測定部20は拡張期血圧付近と収縮期血圧付近との間で加圧部4による血管への圧迫圧を徐々に増加または減少させることにより従来のオシロメトリック法に従い血圧測定する機能を有する。第1測定部21は増幅回路／AD変換器5からカフ圧信号を入力して、入力したカフ圧信号から脈波を検出する脈波検出部61、および検出された脈波の振幅変化をカフ圧と対応付けて血圧値を算出する血圧算出部62を含む。血圧算出部62は脈圧を算出する脈圧算出部65を有する。

#### 【0040】

図2には図1の血圧測定装置の外観が示される。図2においては心電検出のための部分の図示は省略されている。図2では血圧測定装置には入力部10として電源スイッチ10A、測定の開始を指示するために操作される開始スイッチ10B、および第1および第2測定部21および20のいずれか一方による血圧測定モードを選択するために操作されるモードスイッチ10Cが、出力部として表示部9Aが、エア系11としてエアホース11Aがそれぞれ設けられる。モードスイッチ10Cを操作すると一方の測定部による血圧測定が能動化される。

#### 【0041】

##### 血圧測定原理の説明

本実施の形態による血圧推定を用いた血圧測定の原理を説明する。カフ1などによって外部から圧力が印加された動脈は、外圧すなわちカフ圧と動脈内圧との大小関係に依存して容積変化を起こす。動脈内圧は1心拍周期内で収縮期血圧と拡張期血圧との間で拍動（変化）しているため、動脈の容積もそれに応じて変化する。この容積変化はカフ圧の変化などとして検出されるものであって、オシロメトリック法にて血圧算出に用いられる脈波と呼ばれるものである。図3（A）～（C）の左側には1心拍周期内におけるカフ圧の変化に応じた動脈内圧波形12が、右側には同様に1心拍周期内における該動脈内圧波形に伴う容積変化を示す動脈容積波形13、つまり脈波の波形がそれぞれ示されている。

#### 【0042】



今、図3 (A) に示すように拡張期血圧に至らない低いカフ圧 $P_{c1}$ では動脈容積波形13と動脈内圧波形12とはほぼ相似となるから、カフ圧変化として検出される脈波も同様の波形となる。

【0043】

次に、図3 (B) に示すようにカフ圧を増大させて拡張期血圧より高いカフ圧 $P_{c2}$ になると、1心拍周期内に動脈圧がカフ圧より低くなり動脈管がカフ圧によって一時的に押しつぶされる期間（以下、閉塞期間という）14が現れる。閉塞期間14内では動脈容積は常に零であるから検出される脈波信号の波形も平坦になる。さらにカフ圧を増大させてカフ圧 $P_{c3}$ に到ると図3 (C) に示すように閉塞期間14がより早い時点で始まるようになる。例えば、1心拍周期内の脈波の振幅のピークが検出された時点を起点にした場合、図3 (B) の閉塞期間14は時間 $T1$ で開始したのに対し、図3 (C) のより高いカフ圧 $P_{c3}$ では時間 $T2$ で開始しており図示する時間差 $\Delta T$ だけ早く閉塞期間14が始まっているのが分かる。

【0044】

閉塞期間14の開始タイミング（以下、閉塞始点という）は、カフ圧と動脈内圧が等しくなる瞬間に他ならない。したがって、2つの閉塞期間14の閉塞始点でのカフ圧と動脈内圧変化とを検出できれば、閉塞始点以外の時点における動脈内圧を推定することができる。具体的には、収縮期血圧や拡張期血圧、さらに平均血圧も算出可能となる。

【0045】

図3 (A) に示すように動脈圧変化と相似であると見なせる拡張期血圧以下のカフ圧の下で検出された脈波の波形（動脈容積波形13）は、1心拍周期内で動脈内圧がその時点でどのレベルにあったかを相対的に与えている。特に、臨床的に最も重要な収縮期血圧、拡張期血圧および平均血圧と他の時点での動脈内圧との相対関係を与える。しかも、この脈波の波形は振幅のピーク点によって他の脈波のそれと時間的に一致させることができる。

【0046】

これらの事実に基づいて本実施の形態では、1心拍周期において動脈内圧変化と相似に変化する相似波形（脈波の波形）のスケールを決定して、決定された相

似波形のスケールを動脈内圧変化を示す波形のスケールと対応させることにより  
血圧を算出する。つまり2つの閉塞期間14の閉塞始点、およびそれぞれの閉塞  
始点における瞬間的な動脈内圧を検出して、検出した情報と相似波形とによって  
それ以外の時点での動脈内圧を幾何学的に推定する。

#### 【0047】

##### メモリの記憶データについて

メモリ64には血圧測定のために、図4に示すように、測定中に検出される脈  
波ごとに、該脈波を特定する脈波ナンバ30、後述の脈波始点のデータ31、後  
述の代表カフ圧のデータ32、脈波成分のデータ33、最大振幅のデータ34、  
最大振幅が検出された時点を示すデータ35および閉塞始点のデータ36が格納  
される。脈波成分のデータ33は1心拍周期にわたる時間情報と1心拍周期にわ  
たり変化する脈波の波形のレベルとを対応付けて示す。

#### 【0048】

##### 血圧測定装置の動作

ここでは、モードスイッチ10Cの操作により第1測定部21による血圧測定  
機能が選択的に能動化されたと想定する。

#### 【0049】

##### (全体動作)

図5のフローチャートを参照して血圧測定装置による第1測定部21による血  
圧測定のための全体動作を説明する。該フローチャートに従うプログラムはMPU  
6のメモリ64に予めストアされてMPU6の制御のもとに実行される。

#### 【0050】

カフ1は血圧測定対象者の腕などに巻かれ、またMPU6により血圧測定に並行  
して心電計測を行なうために左右電極VLおよびVRならびにグランド電極GDが対象  
者の身体に取付けられる。そして、使用者が電源スイッチ10Aをオンすると初  
期化処理が実行される（ステップST（以下、単にSTと略す）1a）。初期化処理で  
は後述するフラグFLに初期値（＝0）が設定される。

#### 【0051】

その後、使用者が開始スイッチ10Bをオンすると血圧測定と心電計測とが並

行してなされる。ここでは心電測定のための処理の詳細は省略する。

#### 【0052】

MPU6は血圧測定を開始すると加圧部2の図示されないポンプを起動開始するので、カフ1についての加圧が開始されてカフ圧が徐々に増大し始める(ST1b)。カフ圧の増大に伴いカフ圧信号はカフ圧検出部4および増幅回路/AD変換器5を介してMPU6に与えられる。

#### 【0053】

次に、1心拍周期毎の、つまり1拍毎の脈波の始点をカフ圧信号上で認識する脈波始点認識処理を実行する(ST2)。脈波始点が検出されながら脈波が特定されて、特定された脈波は脈波ナンバ30としてメモリ64に記憶されて対応の脈波始点のデータ31も記憶される。脈波始点検出の詳細は後述する。次に1心拍ごとにメモリ64に記憶された脈波それぞれについて対応するカフ圧(以下、代表カフ圧という)がカフ圧検出部4により検出されてデータ32としてメモリ64に対応付けて記憶される(ST3)。この代表カフ圧は、1心拍周期内のどの時点でのカフ圧としても良いが、本実施の形態では脈波の始点において検出されたカフ圧信号の値を代表カフ圧とする。

#### 【0054】

ここでは代表カフ圧を脈波の始点に対応したカフ圧としているが、実際には、図6に示すように脈波72に対してカフ圧Pcは実線のようにではなくて破線のように変化するので、閉塞始点でのカフ圧PA(PB)を代表カフ圧とすることにより高い測定精度を得ることができる。

#### 【0055】

次に、処理動作を制御するフラグFLが0であるかどうか判断される(ST4)。0と判断されると、MPU6は認識された脈波始点をもとに、当該心拍周期にわたってカフ圧信号上から脈波成分を抽出しメモリ64にデータ33として記憶する(ST5)。次に、当該脈波の波形の最大振幅のレベルと最大レベルとなった時点が認識されて、データ34および35としてメモリ64に記憶される(ST6)。

#### 【0056】

次の処理では、メモリ 64 に記憶された 1 心拍単位の脈波について、閉塞始点を認識するための閉塞始点認識処理が実行されて、認識された閉塞始点はデータ 36 としてメモリ 64 に記憶される (ST7)。この閉塞始点認識処理についての詳細は後述する。ただし、カフ圧が拡張期血圧以下である場合には処理対象となる脈波に閉塞期間が存在しない。この場合には、閉塞期間なしとしてその判断結果のみがデータ 36 としてメモリ 64 に記憶される。

#### 【0057】

カフ圧が上昇し、やがて拡張期血圧を上回り、その結果、MPU 6 は閉塞期間が存在する脈波が初めて検出されたと判断すると (ST8)、その直前の心拍に対応の脈波 (つまり、閉塞期間が存在しない脈波のうち最後に検出された脈波) を第 1 脈波とし、当該心拍の脈波 (つまり、閉塞期間が存在する脈波信号のうち最初に検出された脈波) を第 2 脈波と特定し、そして第 1 および第 2 脈波が特定されたことを指示するためにフラグ FL を 1 に更新する (ST9)。なお、第 1 脈波は直前の心拍の脈波に限定されないが、直前の心拍の脈波はそれ以前の心拍の脈波より振幅が大きくノイズが少ないから直前心拍の脈波を用いることにより高い測定精度を得ることができる。

#### 【0058】

その後、次の心拍について同様の処理を繰り返すために ST2 に戻り、処理 ST3 で次の心拍の脈波についての代表カフ圧が検出されてデータ 32 としてメモリ 64 に記憶され、処理 ST4 に進む。このとき、フラグ FL は 1 を示すから、処理 ST4 の判定結果、次の処理 (ST10) に移行する。

#### 【0059】

次の処理では、メモリ 64 に第 2 脈波に対応付けて記憶された代表カフ圧 (代表カフ圧 Pc2 とする) とその時点で検出された脈波に対応付けて記憶された代表圧カフ圧との差が所定値 (例えば、10 mmHg) 以上であるかが判定される (ST10)。該差が所定値以上でない (ST10 で No) 期間も引き続きカフ圧は徐々に上昇し続けて脈波始点認識処理 (ST2) および代表カフ圧記憶処理 (ST3) は繰返し実行される。

#### 【0060】

その後、代表カフ圧 $Pc2$ に対する現在検出された脈波についての代表カフ圧の増分が所定値以上になると(ST10でYes)、次の処理(ST11)に進む。このように、第2脈波が検出されてから所定のカフ圧(例えば、10 mmHg)分だけ上昇するまでの時間をおいて次の処理に進む理由は、後述のような幾何学的手法による血圧推定において精度を維持するためである。

#### 【0061】

次の処理では現在の心拍の脈波を第3脈波と特定し(ST11)、続いて第3脈波について処理ST12~ST14を行なう。これら処理は処理ST5~ST7の処理と全く同じであるから、説明を省略する。

#### 【0062】

上述のように、閉塞期間が存在しない脈波(第1脈波)が1心拍分捕捉(検出して記憶)され、かつ閉塞期間が存在する脈波が2心拍分(第2および第3脈波)捕捉(検出して記憶)されると、メモリ64に記憶された内容に基づいて以下のような血圧の算出がなされる。

#### 【0063】

まず、第2および第3脈波について脈波振幅(脈波波形)が最大レベルとなる時点を基点とした閉塞始点の時間的位置 $T1$ および $T2$ がメモリ64の記憶内容に基づいてそれぞれ算出される(ST15)。

#### 【0064】

時間的位置 $T1$ と $T2$ の検出方法はこれに限定されず、例えば図7のように、心電計測部63が心電検出部7から入力した心電信号80(R波)について1心拍毎に検出した振幅が最大となる時点 $PT$ をメモリ64に記憶して、これを基点として閉塞始点の時間的位置 $T1$ と $T2$ がそれぞれ算出されても良い。

#### 【0065】

その後、メモリ64に記憶された第1、第2および第3脈波 $1TH$ 、 $2TH$ および $3TH$ のデータを用いて図8に示すような幾何情報に基づき血圧を算出する。メモリ64に第1、第2および第3脈波 $1TH$ 、 $2TH$ および $3TH$ のデータが記憶されることにより記憶されたデータを用いて脈波波形のスケールが決定される。そして決定された脈波波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに合わせ

ることにより収縮記血圧および拡張期血圧などの血圧を算出する。

#### 【0066】

まず、収縮期血圧SPを算出する（ST16、ST17）。具体的には、図8において第1、第2および第3脈波波形を時相的に一致させる。つまりデータ33、34および35に基づいて第2および第3脈波2THおよび3THそれぞれの振幅が最大レベルとなる時点を第1脈波1THの振幅が最大レベルとなる時点の軸TTに基づいて時相的に一致させる。そして、閉塞始点の時間的位置T1およびT2を第1脈波1THの波形上に対応付けた点に対応のレベル（圧力レベル）A1およびA2を特定する。これにより、時間的位置T2からT1への時間経過に応じた脈波波形（第1脈波1TH）の変位量 $\Delta A$ （ $A2-A1$ ）が特定されて脈波波形についてのスケールを決定できる。

#### 【0067】

そして特定されたレベルA1からA2の変化量（ $=\Delta A$ ）に相当する第1脈波1THについてのカフ圧変化量 $\Delta Pc$ （ $=Pc3-Pc2$ ）を求める。 $\Delta A$ と $\Delta Pc$ の比は、動脈の内圧変化の波形と脈波の波形の相似比である。そして、レベルA2と第1脈波1THの処理ST6で検出された振幅最大値 $A_{max}$ との間で第1脈波1THが変化した量（ $=A_{max}-A2$ ）を求める。そして、変化量（ $=A_{max}-A2$ ）を変化量 $\Delta A$ （ $=A2-A1$ ）で除した比とカフ圧変化量 $\Delta Pc$ との積をカフ圧 $Pc3$ に加算することにより収縮期血圧SPを求めることができる。これら一連の算出の手順が（式1）に示される。

#### 【0068】

$SP=Pc3+(Pc3-Pc2) \times (A_{max}-A2)/\Delta A \cdots$ （式1）。（式1）中の変数 $Pc2$ および $Pc3$ は第2および第3脈波に対応付けられてメモリ64に記憶されているデータ32の代表カフ圧の値を示す。今の場合、第3脈波の方が第2脈波よりも高いカフ圧で捕捉されたものであるとし、したがって $Pc3>Pc2$ と仮定する。（式1）は $SP=Pc2+(Pc3-Pc2) \times (A_{max}-A1)/\Delta A$ であってもよい。その後、次の（式2）により拡張期血圧DPを同様に算出する（ST18）。

#### 【0069】

$DP=Pc2-(Pc3-Pc2) \times (A1-A_{min})/\Delta A \cdots$ （式2）。（式2）において変数 $Pc1$ は第1脈波1THに対応付けられてメモリ64に記憶されているデータ32が示す代表カフ圧の値を示す。変数 $A_{min}$ は第1脈波1THの波形の最小レベルを示し

、これはデータ 33 が示す脈波成分におけるデータ 31 が示す脈波始点に対応の脈波の波形レベルとして容易に求められる。(式 2) は  $DP = Pc3 - (Pc3 - Pc2) \times (A2 - Amin) / \Delta A$  であってもよい。

#### 【0070】

(式 1) および (式 2) はいずれも血圧が脈波波形についての幾何情報に基づき相似比を用いて算出されることを示している。

#### 【0071】

以上のように、収縮期血圧 SP および拡張期血圧 DP の両方を算出し終わると、カフ 1 内の空気は急速排気部 3 により排気されてカフ圧は排除されて、血圧算出結果は出力部 9 を介して表示部 9A に表示される。これにより動作を終了する (ST19)。

#### 【0072】

ところで、本実施の形態では、各心拍の脈波についての代表カフ圧を脈波始点のカフ圧信号値としたがこれに限定されない。つまり、厳密には脈波始点と上述の血圧算出処理に用いる閉塞始点との間には時間差があり、この間にもカフ圧は増加し続けている。したがって、第 2 および第 3 脈波の代表カフ圧を閉塞始点で検出されたカフ圧とすれば、血圧算出精度はより高まるであろう。

#### 【0073】

また、血圧算出と並行して脈圧 (収縮期血圧と拡張期血圧の差) を算出するようにしてもよい。脈圧の算出は、最大レベル  $A_{max}$  と最小レベル  $A_{min}$  との差分と相似比とに基づいて算出できる。

#### 【0074】

次に、図 5 のフローチャートの脈波始点認識処理 (ST2)、脈波抽出処理 (ST5、ST12)、および閉塞始点認識処理 (ST7、ST14) について説明する。

#### 【0075】

(脈波始点認識処理)

脈波始点認識の概念が図 9 に示される。図 9 には時間 T の経過に従うカフ圧信号 70、カフ圧信号 70 を微分することで得られたカフ圧微分信号 71 およびカフ圧信号 70 から抽出された脈波を示す脈波信号 72 が示される。カフ圧信号 7

0 はカフ圧検出部 4 により検出される信号であり脈波が重畳している。カフ圧信号 70 に関連して MPU 6 により加圧部 2 を介してカフ 1 に対して印加されている圧力であるカフ圧  $P_c$  が示されている。脈波始点は様々な方法で認識し得るが、一般にカフ圧信号 70 についてハイパスフィルタ処理や MPU 6 の微分処理などによって脈波の立ち上がりを強調したフィルタ出力信号や微分信号（カフ圧微分信号 71）の振幅が所定の閾値を上回り始める時点などとして認識される。これは、脈波は振幅のピーク点に向かう初期の立ち上がりが 1 心拍周期内で最も急峻であるという事実に基づいている。

#### 【0076】

##### （脈波抽出処理）

脈波信号 72 はカフ圧信号 70 から抽出されるが、その方法も種々考えられる。本実施の形態では、一例としてカフ圧  $P_c$  の基本的な変動分、即ち徐々増大成分をもとのカフ圧信号 70 から除去することによって脈波成分（脈波信号 72）を抽出する方法を示す。

#### 【0077】

図 9 に示すように、カフ圧信号 70 にはカフ圧  $P_c$  が辿る徐々に増大する破線で示す成分に実線の脈波成分が重畳している。破線のカフ圧徐々増大成分は、脈波始点を各心拍について認識した後、隣接する脈波始点同士を直線で結んだものである。破線のカフ圧徐々増大成分をもとのカフ圧信号 70 から差引いて脈波成分が得られる。脈波信号 72 は、このように抽出した脈波成分をスケールアップして示したものである。

#### 【0078】

##### （閉塞始点認識処理）

前述のように、閉塞期間とは動脈管がカフ圧の作用により完全に押し潰された状態になっている期間のことである。したがって、この間は動脈容積の変化は生じないため脈波波形はほぼ平坦になる。一方、この閉塞期間以前は脈波の振幅最大点から徐々に脈波の振幅レベルが減少し続けている（以下、減少期間という）。減少期間と閉塞期間の境界である閉塞始点は、種々の方法で認識できるであろうが、ここでは閉塞始点で特徴的に見られる脈波波形の屈曲点の検出に基づく方



法を例示する。

#### 【0079】

図10には脈波の波形を微分した微分波形に基づいた閉塞始点の認識処理の概念が示される。図10では脈波抽出処理により抽出された脈波信号72の波形、ならびに脈波信号72の2次微分の信号D2および3次微分の信号D3の波形が時間Tの経過に従い示される。また図10には2次微分信号D2および3次微分信号D3のレベル0を示すための基線BLが示されている。

#### 【0080】

まず、MPU6は抽出した脈波信号72についての2次および3次微分信号D2およびD3の波形を算出する。次に、脈波信号72の振幅のピーク点PP（振幅最大点）を始点に、時間Tの経過する方向に2次微分信号D2の波形が負から正に移行する時点を検出する。ピーク点PPでは、脈波信号72の波形は上に凸な形状であるため2次微分信号D2の波形は負の値を示すが、ピーク点PPから時間Tが経過して脈波信号72の振幅レベル降下区間に至ると2次微分信号D2の波形は負→零→正の値を示すように移行する。そして、閉塞始点で2次微分信号D2の波形は極大点に到る。脈波信号72の波形には種々のアーチファクトが混入しているため、単に2次微分信号D2の波形のピーク（極大点）を求めるだけでは閉塞始点の誤認識となりやすい。そこで、MPU6は2次微分信号D2の波形が極大点に到る付近で3次微分信号D3の波形が正から負に移行していることを認識したとき（つまり基線BLと3次微分信号D3の波形の交点P3が存在することを検出したとき）、最終的にその交点を閉塞始点P1とする。閉塞始点P1を検出して閉塞期間経過後には次の脈拍についての脈波始点P2が検出される。

#### 【0081】

また閉塞始点は図11に示すようにして検出してもよい。図11では時間Tの経過に従う脈波信号72と脈波信号72の傾斜を表す傾斜信号73が示される。次の心拍周期の脈波信号72の最大振幅PPへの立上り時点（脈波始点P2）で定義される当該心拍周期の終端時点TEから当該心拍周期の最大振幅PPに対応の時点PTの方向（矢印AR方向）に時間Tを辿りながら複数の閉塞始点の候補点Ri（ $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ）に対して、脈波信号72と傾斜信号73が交わる時点の候補

点R1より以前の傾斜信号73のレベル（ $\cong 0$ ）と該候補点R1より以降の候補点Riのうち対応の傾斜信号73のレベルとの差が最大となる候補点Riを閉塞始点P1と決定してもよい。図11では候補点Rnを閉塞始点P1と決定できる。

#### 【0082】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

#### 【0083】

##### 【発明の効果】

この発明によれば、1心拍周期にわたって検出された血管内の圧力変化と相似に変化する相似波形のスケールを用いて血圧を算出できるから、短期間で血圧測定できる。つまり、この発明のある局面に従うと、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させるための相似比は、2時点のレベルの差分と2時点それぞれに対応して圧迫圧検出手段により検出された圧迫圧値の差分との比で簡単に求めることができる。また2時点のレベルは最大レベルおよび最小レベル間であるから、最大レベルすなわち最高血圧にまで圧迫することなく測定できる。また2時点のレベルと圧迫圧値とを検出するだけで測定できるから、測定時間を短くできる。

#### 【0084】

また発明の他の局面に従うと、脈波検出手段により第1、第2および第3脈波を検出して、第1、第2および第3脈波の波形のレベルを1心拍周期にわたり記憶手段に記憶すると、処理手段により相似比に基づいて、相似波形のスケールを決定し、決定された相似波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させて、血圧を算出できる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本実施の形態に係る血圧測定装置の機能構成図である。

【図2】 本実施の形態に係る血圧測定装置の外観図である。

【図3】 (A)～(C)は本実施の形態による血圧推定を用いた血圧測定

の原理を説明する図である。

【図 4】 メモリの記憶内容例を示す図である。

【図 5】 血圧測定の全体動作を示すフローチャートである。

【図 6】 代表カフ圧の他の検出方法を示す図である。

【図 7】 閉塞始点の時間的位置の他の検出方法を示す図である。

【図 8】 幾何情報に基づく血圧の算出手順を説明する図である。

【図 9】 脈波始点認識の手順を説明する図である。

【図 10】 閉塞始点認識の手順を説明する図である。

【図 11】 閉塞始点認識の他の手順を説明する図である。

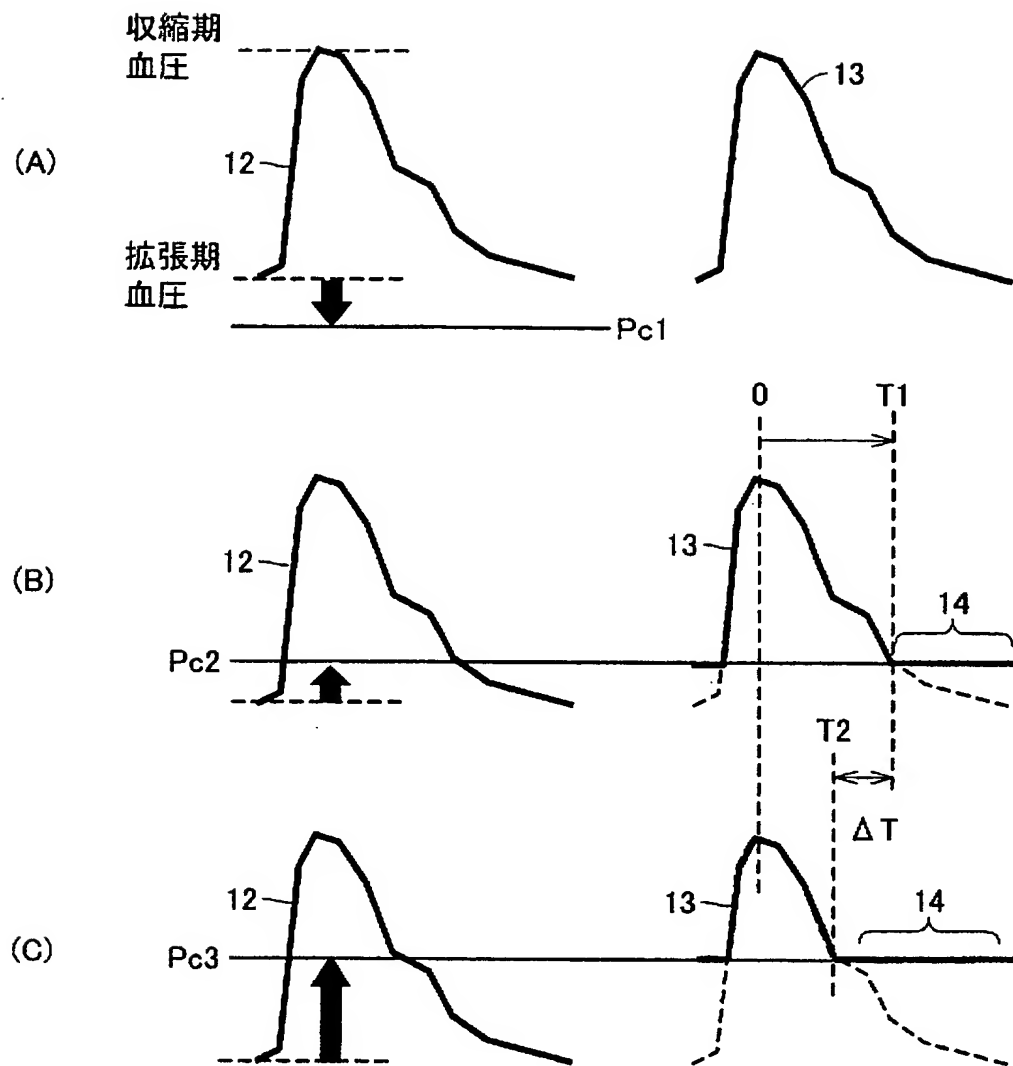
【図 12】 従来のオシロメトリック法に従う血圧推定方法の概念を示す図である。

【符号の説明】

1 カフ、6 MPU、20 第2測定部、21 第1測定部、61 脈波検出部、62 血圧算出部、63 心電計測部、64 メモリ、65 脈圧算出部。



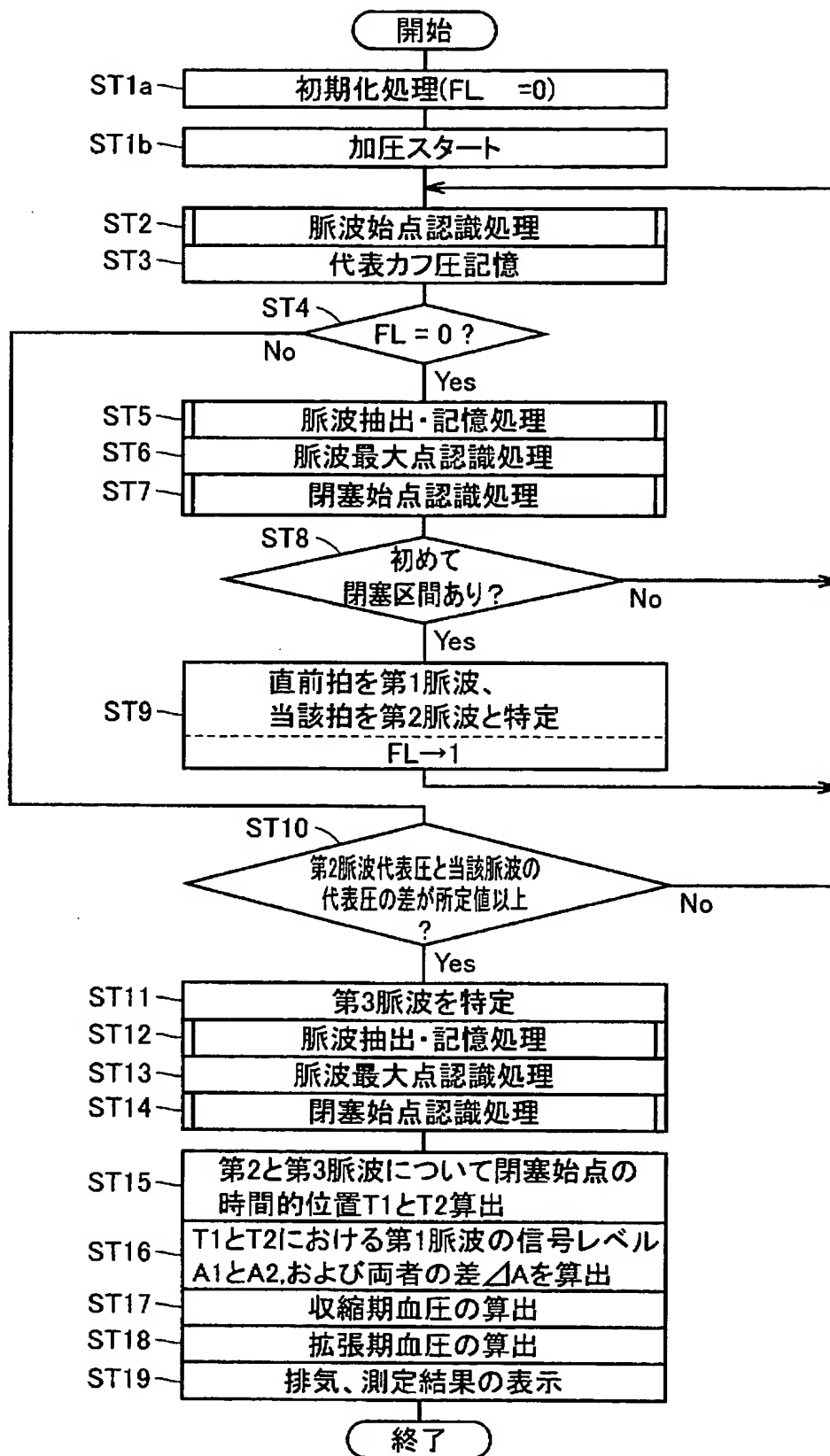
【図 3】



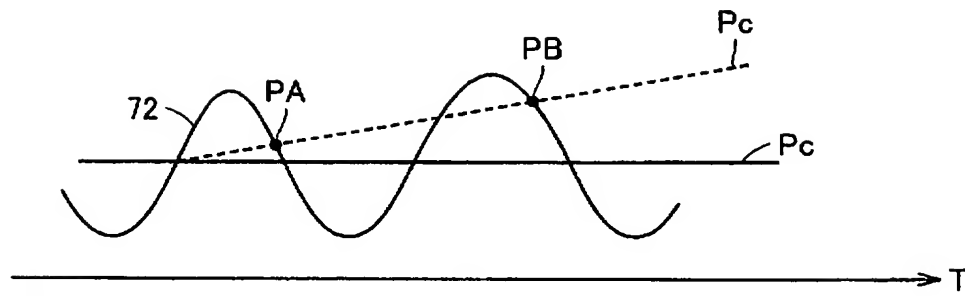
【図 4】

脈波NO	閉塞始点	代表カフ圧	脈波成分	最大振幅	最大振幅 検出時点	閉塞始点
1	x x	△△	○○	□x	△x	x x x
2	x○	△○	○x	□○	△△	x x ○
3	x△	△□	○□	□△	△x x	x x □
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

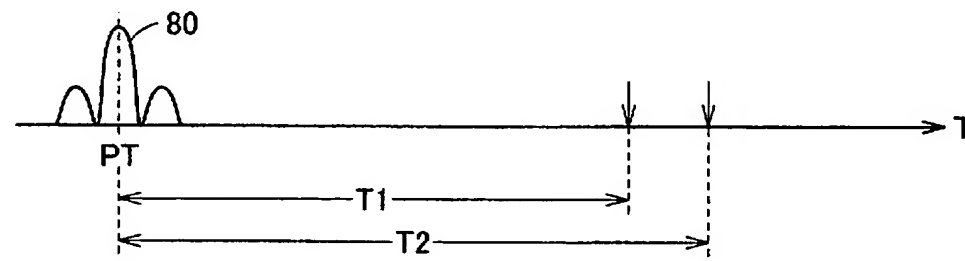
【図 5】



【図 6】

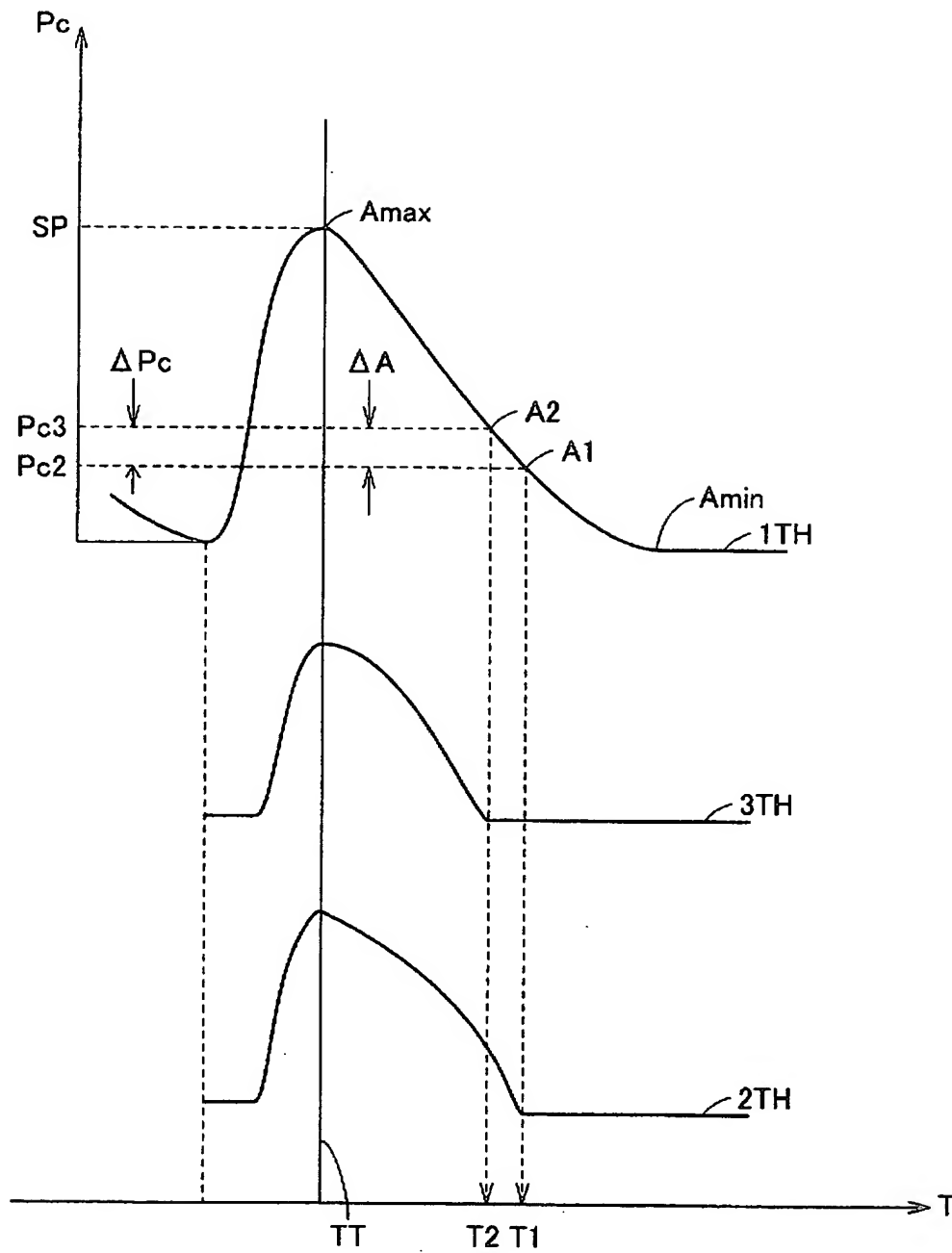


【図 7】

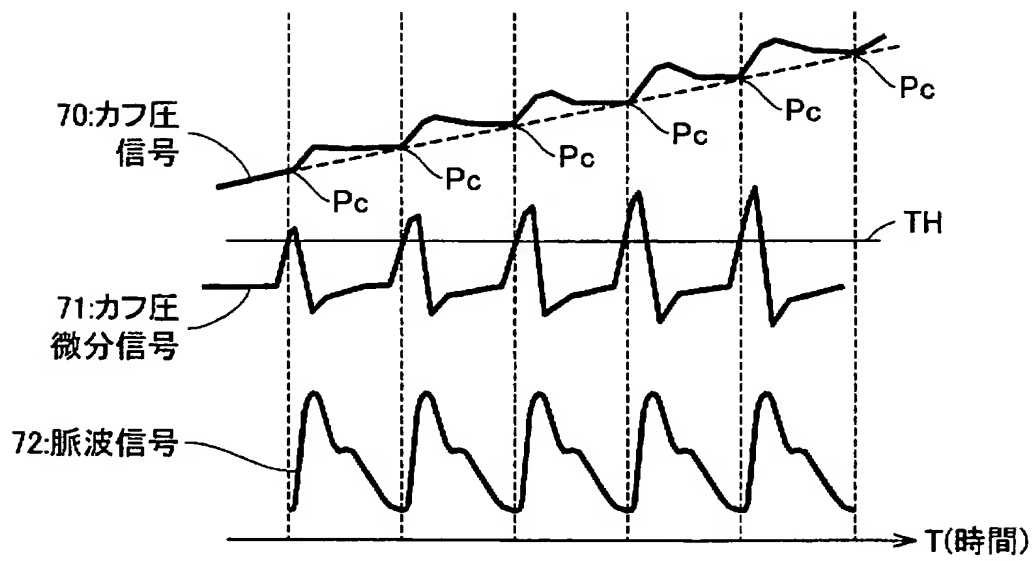




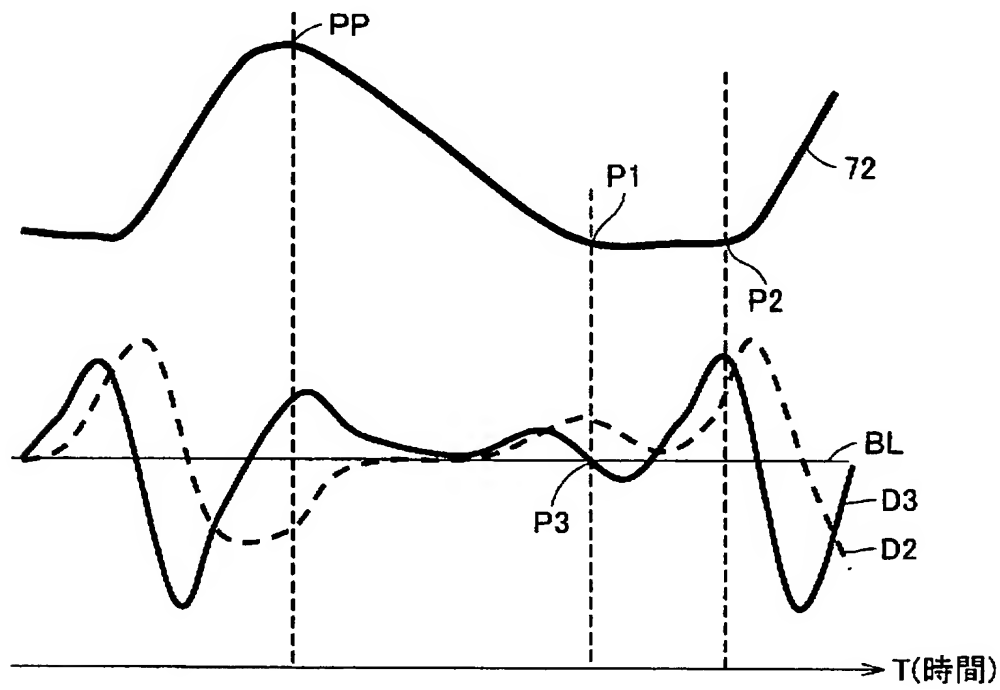
【図 8】



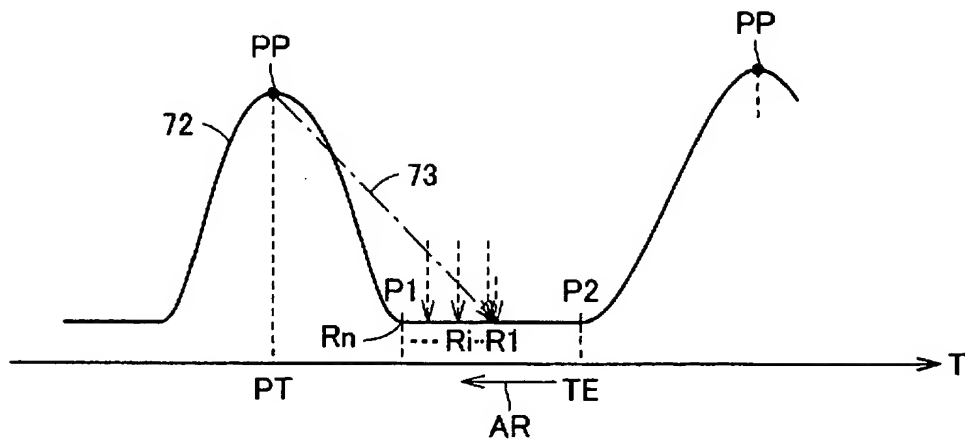
【図 9】



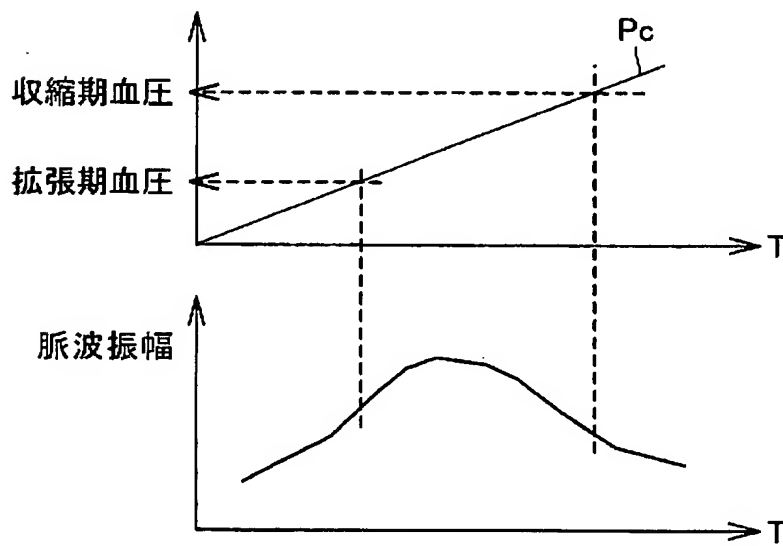
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 短時間で血圧測定する。

【解決手段】 血圧測定装置は生体の血管をカフ 1 を介して加圧部 2 で圧迫する。カフ 1 を介して圧迫されるときカフ圧検出部 4 を介したカフ圧信号に重畳した脈波が脈波検出部 6 1 により検出される。検出される脈波波形は、1 心拍周期において圧迫された血管内の圧力の変化と相似に変化する。検出された脈波波形の情報およびそのときのカフ圧はメモリ 6 4 に記憶される。血圧算出部 6 2 はメモリ 6 4 に記憶された情報に基づき、脈波波形のスケールを決定し、決定された脈波波形のスケールを血管内の圧力の変化を示す波形のスケールに対応させることにより、カフ圧と血圧が一致するタイミングを複数検出して、それら検出情報と記憶された脈波波形の情報とを用いて拡張期血圧および収縮期血圧を算出する。

【選択図】 図 1

【書類名】 出願人名義変更届（一般承継）  
【整理番号】 1021874  
【提出日】 平成15年 8月11日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【事件の表示】  
    【出願番号】 特願2002-351136  
【承継人】  
    【識別番号】 503246015  
    【氏名又は名称】 オムロンヘルスケア株式会社  
【承継人代理人】  
    【識別番号】 100064746  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 深見 久郎  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100085132  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 森田 俊雄  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100083703  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 仲村 義平  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100096781  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 堀井 豊  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100098316  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 野田 久登  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100109162  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 酒井 將行  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 登記簿謄本 1  
    【援用の表示】 平成15年8月8日付提出の特許第1667203号ほか125  
                    件に係る、会社分割による特許権移転登録申請書  
    【物件名】 会社分割承継証明書 1  
    【援用の表示】 平成15年8月8日付提出の特許第1667203号ほか125  
                    件に係る、会社分割による特許権移転登録申請書  
【包括委任状番号】 0310572

特願 2 0 0 2 - 3 5 1 1 3 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 2 9 4 5 ]

1. 変更年月日

2 0 0 0 年 8 月 1 1 日

[変更理由]

住所変更

住 所

京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地

氏 名

オムロン株式会社

特願 2 0 0 2 - 3 5 1 1 3 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 5 0 3 2 4 6 0 1 5 ]

1. 変更年月日

2 0 0 3 年 7 月 9 日

[変更理由]

新規登録

住 所

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地

氏 名

オムロンヘルスケア株式会社